

진단용 X-선 촬영시 부가 필터 및 노출의 변화에 따른 피폭선량 및 영상 화질 비교 연구

최남길*, 성호진†, 전주섭†, 김윤현†,†, 성동욱§

*동신대학교 방사선학과, †전남대학교병원 영상의학과,

‡전남대학교 의과대학 영상의학교실, §경희대학교 의과대학 영상의학교실

2011년 11월 18일 접수 / 2011년 12월 28일 1차 수정 / 2012년 1월 13일 2차 수정 / 2012년 1월 14일 채택

본 연구는 진단용 X-선 촬영에서 부가필터 두께에 따라 피폭 선량 및 의료영상저장전송시스템에 저장된 영상을 비교 평가하여 환자에게 가장 적은 방사선 피폭을 주면서 진단에 적절한 영상을 얻을 수 있는 촬영 조건을 알아보고자 하였다. 그 결과 면적선량($mGy \cdot cm^2$)과 입사표면선량(mGy)은 1 mmAl+0.2 mmCu의 부가필터에서 가장 낮은 피폭 선량 값을, 그리고 0 mmAl (No Filter)에서 가장 높은 피폭 선량 값을 보였다. 그러나 의료영상저장전송시스템으로 전송된 영상을 수치 해석 소프트웨어(MATLAB)로 구현한 히스토그램 결과 영상의 질에는 크게 영향을 미치지 않았다. 따라서 진단용 X-선 촬영 장치를 이용한 영상의학적 검사에서 영상의 질에 영향을 미치지 않고 피폭선량을 경감할 수 있는 최적의 부가필터를 사용함으로써 환자의 피폭 선량을 예측하고 검사 조건을 조절하는 데 있어 유용하게 이용될 수 있을 것으로 판단되었다.

중심어: 엑스선 부가필터, 면적선량, 입사표면선량, 히스토그램

1. 서론

최근에 질병의 진단, 치료 및 예방에 중요한 역할을 하고 있는 영상의학과 시설 및 장치는 과학의 진보에 따라 상당히 빠른 속도로 발전하고 있다. 특히 아날로그 촬영에서 디지털 촬영 장치로의 변화, 중재적 방사선시술의 증가, 나선형(helical) 및 다중검출기 컴퓨터 단층촬영(Multi-Detector Computed Tomography, MDCT)의 등장으로 이전보다 동일한 시간에 많은 검사를 시행하게 되어 전체적인 피폭선량 증가를 예상할 수 있다. 방사선 피폭 선량이 X-선 촬영에 비하여 많은 컴퓨터 단층촬영이나 유방촬영술에 대해서 피폭선량을 줄이기 위한 촬영 조건에 대해 연구가 계속 되어 왔다[1-4]. 그러나 이중에서 병원의 외래 및 입원 환자에게 가장 기본적으로 시행되는 X-선 촬영의 검사 빈도가 높아짐에 따라, 화질과 피폭선량을 결정하는 중요 인자인 고유필터, 부가필터, 관전압, 관전류 및 조사 시간 연구 또한 Kroft LJ등에 의해 활발히 이루어지고 있다[5,6]. 타겟(target)에서 발생된 X-선은 관용기를 나와 공기 중을 투과하여 여러 부분에서 여과된다. X-선관과 관용기 자체에 의한 고유여과, X-선 속내에 금속판을 삽입하는 부과 여과 그리고 피사체에 의한 여과로 크게 X-선이 필름에 도달하는 과정에서 3개의 흡수 체로 여과된다. 진단용 X-선 에너지 범위는 저에너지의 여

과 효율이 좋은 알루미늄(K 흡수단: 9.0 killo-electron volt, keV) 단일 여과 판을 가장 많이 사용하고 있다. 그러나 고 에너지 여과 효율이 높은 구리(K 흡수단: 1.6 KeV)를 사용할 경우 단일 여과 판을 사용하지 않고 알루미늄과 함께 복합 여과 판으로 사용하고 있다. 여과 판의 두께에 따라 X-선 질은 변하지 않지만, 강도 감소로 동일 농도에 필요한 선량이 증가하게 되어, 적정 여과 판을 사용할 경우 평균에너지가 높아질 뿐만 아니라 투과력도 높아지기 때문에 환자 피폭 선량을 감소시킬 수 있다. 그러나 방사선 피폭선량만 줄인다면 잡음(noise)의 증가로 영상의 질이 저하되므로 영상의 질이 저하되지 않는 범위 내에서의 피폭선량을 줄이기 위한 관전압, 관전류, 조사 시간 및 촬영거리로 적정 조건을 필요로 하고 있다.

이에 본 연구에서는 진단용 X-선 장치의 부가필터 및 관전압과 관전류를 변화에 따른 촬영 부위에 대한 피폭 선량 및 의료영상저장전송시스템(Picture Archiving and Communication System, PACS)에 저장된 영상의 질에 대하여 평가해보고자 한다.

2. 실험 대상 및 방법

2.1 인체 모형 및 유리선량계

국제방사선단위측정위원회(International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU)-44 표준으

교신저자 : 김윤현, yhkim001@jnu.ac.kr
광주광역시 동구 재봉로 42 전남대학교병원 영상의학과

로 제작된 인체 모형(RANDO[®] Man Phantom, Alderson, Australia)은 신장 174 cm, 체중 73.5 kg으로 각 2.5 cm 두께별로 쌓여진 팬텀이다. 인체 연부 조직, 뼈, 폐 등 등가 물질로 구성되어진 팬텀을 흉부, 복부 표면 부위에 유리 소자를 부착하여 방사선 피폭 표면을 측정하였다.

낮은 관전압(25 keV~125 keV)에 대한 에너지를 보상하기 위해 두께 0.75 mm, Sn 필터를 부착한 유리선량계(GD-352M, Asahi Glass, Japan)를 가지고 열처리(Annealing) 과정을 거친 후 반복하여 사용하였다[8].

2.2 관전압, 관전류, 조사시간 측정

진단용 X-선 장치(Bucky Diagnost TH, Philips, Netherlands)의 영상 재현성과 직선성에 대한 적합성 여부를 알아보기 위해 Multi function meter NERO[™] mAx (Victoreen Model 8000, Moedling, Austria)를 사용하여 관전압, 관전류 및 조사시간에 대해 평가하였다. NERO[™] mAx의 이온 챔버를 테이블 위에 놓고 FDD (Focus-Detect Distance)를 100 cm로 조정하여 측정기의 검출부위에 X-선 중심을 맞추고 조사야를 14×14 cm² 조정하였다. 그리고 촬영 조건은 관전압 77 kVp, 관전류량 40 mAs (조사시간 103 msec, 관전류 388 mA)로 조사하여 측정하였다. 보건 복지가족부령 제 349호에 의하면 진단용 X-선 장비의 백분율 평균오차 값 식(1) 평가 하에 관전압 백분율 평균 오차는 설정치에 대하여 ±10%이내, 관전류는 ±15%이내, 그리고 관전류량은 변압기장치인 경우 ±15% 이내이어야 한다[9]. NERO[™] mAx의 유효 관전압은 75%, 감도는 low, 측정 지연시간은 +10 ms로 정하였다. 유효 관전압은 NERO[™] mAx 디택터에 측정된 관전압 평균값에 설정된 % kVp 이상의 peak만을 포함하였다.

$$PAE = \frac{X_p - \bar{X}}{X_p} \times 100(\%) \dots\dots\dots (1)$$

PAE : percent average error, X_p : 관전압 및 관전류 지시치, \bar{X} : 측정치의 산술 평균치

2.3 촬영 조건과 피폭선량 측정

선질 변화로 인한 피폭선량 알기 위해 고유필터 2.5 mm Al에서 부가필터 1 mmAl+0.2mmCu, 1 mmAl+0.1 mmCu, 2 mm Al, 0 mmAl의 두께 조절이 가능한 진단용 X-선 장비를 가지고 연구하였다.

임상과 동일한 방법으로 Rando Man Phantom을 흉부와 같은 넓은 관용도를 보기 위하여 FDD를 원거리 180 cm에 위치하고 관전압 117 kVp, 관전류량 3.2 mAs로 후전 방향으로 세워서 촬영 측정하였다. 다른 검사부위는 FDD를 근거리 100 cm에 위치하고 관전압 74 kVp 관전류량 20 mAs, 관전압 70 kVp 관전류량 25 mAs, 관전압 77 kVp 관전류량 40 mAs로 고정하여 전후 방향으로 눕혀서 조사하였다. 또한 부가필터 두께를 변화시키며 촬영하고자 하는 표면부위에 3개의 유리 소자를 부착하여 5회에 걸쳐 방사선 피폭을 측정하였다(Fig. 1).

환자 테이블에 위치한 Rando Man Phantom을 흉부는 등척추뼈 6번, 복부 및 허리 척추뼈는 허리척추뼈 4번, 허리척추뼈 측면 4번에 유리 소자를 부착 한 후 각 촬영 조건하에 피폭 선량 측정 시 기준이 되는 면적선량(Dose Area Product: DAP)은 PD-8100 (toreck Co, Japan)을 이용하여 측정하였고, 입사표면선량(Entrance Surface Doses: ESDs)은 유리 선량계로 관독하였다.

DAP는 다음 식 (2)과 같다.

$$DAP(Gy \cdot cm^2) = Dose \times Area \dots\dots\dots (2)$$

ESD는 DAP와 관계는 (3)과 같다.

$$DAP = \left(\frac{ESD}{BSF} \right) \times A_{FFD} \times \left(\frac{FSD}{FFD} \right)^2 \dots\dots\dots (3)$$

BSF : back scatter factor, A_{FFD} : focus film distance at the DAP position, FSD : focus skin distance, FFD : focus film distance



Fig. 1. Set up of test equipment at supine (a) and erect (b) positions of the Rando Man Phantom.

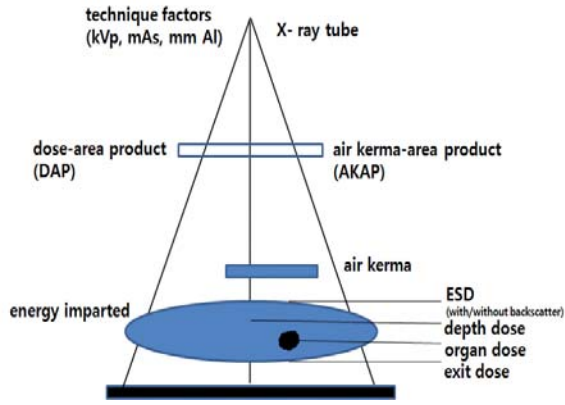


Fig. 2. Schematic drawing of patient dosimetry quantities.

2.4 영상 분석

촬영 조건에 따른 영상으로 의료영상저장전송시스템 (PACS)에 의료영상표준(Digital Imaging and Communications in Medicine: Dicom) 3.0 파일로 저장된 영상을 윈도우용 수치 해석 및 프로그래밍 환경을 제공하는 소프트웨어(MATLAB 7.1, Mathworks Inc., USA)를 사용하여 DICOM 3.0 파일을 256×256 JPEG 영상 파일 형식으로 변환하여 히스토그램을 통하여 분석하였다. 영상이 가지는 전 화소에서 각각의 농도 값을 갖는 화소의 개수를 그래프로 나타내는 히스토그램은 X축에 농도 값, Y축에 각 농도 값을 가진 빈도수를 나타낸다. 어두운 영상은 농도 값 분포가 좌측으로 치우치며 밝은 영상은 우측으로 편중되어 나타낸다. 전체적으로 높은 명암 대조도를 갖는 히스토그램은 모든 화소 값 범위에 고르게 분포된다. 이에

본 연구에서 영상의 분석방법은 가우시안 분포를 보이는 영역에서 가장 많은 빈도수를 나타내는 농도 값인 최빈수를 기준으로 분석하였다.

3. 결과

3.1 관전압, 관전류, 조사시간 재현성 시험

피사체 대조도와 사진농도를 좌우하고 환자의 피폭선량 경감에 중요한 역할을 하는 관전압과 촬영시간과 함께 X선량을 좌우하는 관전류에 대한 진단용 X-선 장비 측정 결과 77.3 kVp, 유효 평균값 76.9 kVp, Peak는 78.1 kVp, 평균 조사시간은 103.4 ms였으며, 조사선량 및 조사선량률은 161.3 mR, 104.0 Rmin⁻¹이었다. 관전압 PAE는 -0.38 %, 관전류 PAE는 -0.25 %로 정상 범위 안에 들었다.

3.2 부가필터에 따른 면적선량 및 입사표면선량 비교

본 실험 결과 면적선량과 입사표면선량은 사용한 부가 필터의 두께에 비례하여 감소하였으며 1 mmAl+0.2 mmCu에서 최소를 보였고 0 mmAl (Non filter)에서 최대로 나타났다(Table 1, Figure 3). 이미지 대조도와 선에도에 영향을 주는 관전압에 비하여 X선량을 결정하는 관전류가 면적선량 및 입사표면선량 값에 더 큰 영향을 미쳤다. 또한 알루미늄만을 이용한 단일 여과관보다 알루미늄과 구리를 이용한 복합 여과관을 이용하는 방법이 입사표면선량이 감소하는 결과 값을 보였다.

Table 1. DAP¹⁾ and ESDs²⁾ according to Different Thickness of Added Filter and Variable Exposure Parameters.

Exposure	Thickness of Added Filter	DAP (mGy·cm ²)	ESDs (mGy)		
			Device 1	Device 2	Device 3
74 kVp, 20 mAs	1 mmAl + 0.2 mmCu	432.8	0.929 ± 3×10 ⁻³	1.019 ± 5×10 ⁻³	1.001 ± 1×10 ⁻³
	1 mmAl + 0.1 mmCu	627.9	1.056 ± 3×10 ⁻³	1.105 ± 3×10 ⁻³	1.082 ± 5×10 ⁻³
	2 mmAl	778.8	1.233 ± 3×10 ⁻³	1.224 ± 3×10 ⁻³	1.352 ± 1×10 ⁻³
	0 mmAl	826.1	2.326 ± 3×10 ⁻³	2.410 ± 5×10 ⁻³	2.682 ± 5×10 ⁻³
70 kVp, 25 mAs	1 mmAl + 0.2 mmCu	532.8	1.051 ± 4×10 ⁻³	1.079 ± 4×10 ⁻³	1.058 ± 2×10 ⁻³
	1 mmAl + 0.1 mmCu	772.5	1.429 ± 4×10 ⁻³	1.491 ± 5×10 ⁻³	1.370 ± 3×10 ⁻³
	2 mmAl	912.3	2.085 ± 5×10 ⁻³	2.243 ± 2×10 ⁻³	2.806 ± 5×10 ⁻³
	0 mmAl	943.8	3.294 ± 5×10 ⁻³	3.078 ± 1×10 ⁻³	3.129 ± 6×10 ⁻³
77 kVp, 40 mAs	1 mmAl + 0.2 mmCu	829.6	1.892 ± 4×10 ⁻³	2.052 ± 5×10 ⁻³	2.170 ± 6×10 ⁻³
	1 mmAl + 0.1 mmCu	1191.7	2.913 ± 3×10 ⁻³	2.828 ± 3×10 ⁻³	2.645 ± 2×10 ⁻³
	2 mmAl	1313.9	4.501 ± 6×10 ⁻³	4.517 ± 14×10 ⁻³	4.715 ± 10×10 ⁻³
	0 mmAl	1347.6	6.686 ± 10×10 ⁻³	6.962 ± 10×10 ⁻³	6.398 ± 5×10 ⁻³
117 kVp, 3.2 mAs	1 mmAl + 0.2 mmCu	213.7	0.348 ± 1×10 ⁻³	0.305 ± 2×10 ⁻³	0.220 ± 2×10 ⁻³
	1 mmAl + 0.1 mmCu	277.2	0.324 ± 1×10 ⁻³	0.354 ± 1×10 ⁻³	0.345 ± 2×10 ⁻³
	2 mmAl	339.1	0.463 ± 2×10 ⁻³	0.320 ± 1×10 ⁻³	0.300 ± 1×10 ⁻³
	0 mmAl	449.8	0.387 ± 2×10 ⁻³	0.331 ± 2×10 ⁻³	0.458 ± 2×10 ⁻³

¹⁾DAP: Dose Area Product, ²⁾ ESDs: Entrance Surface Doses

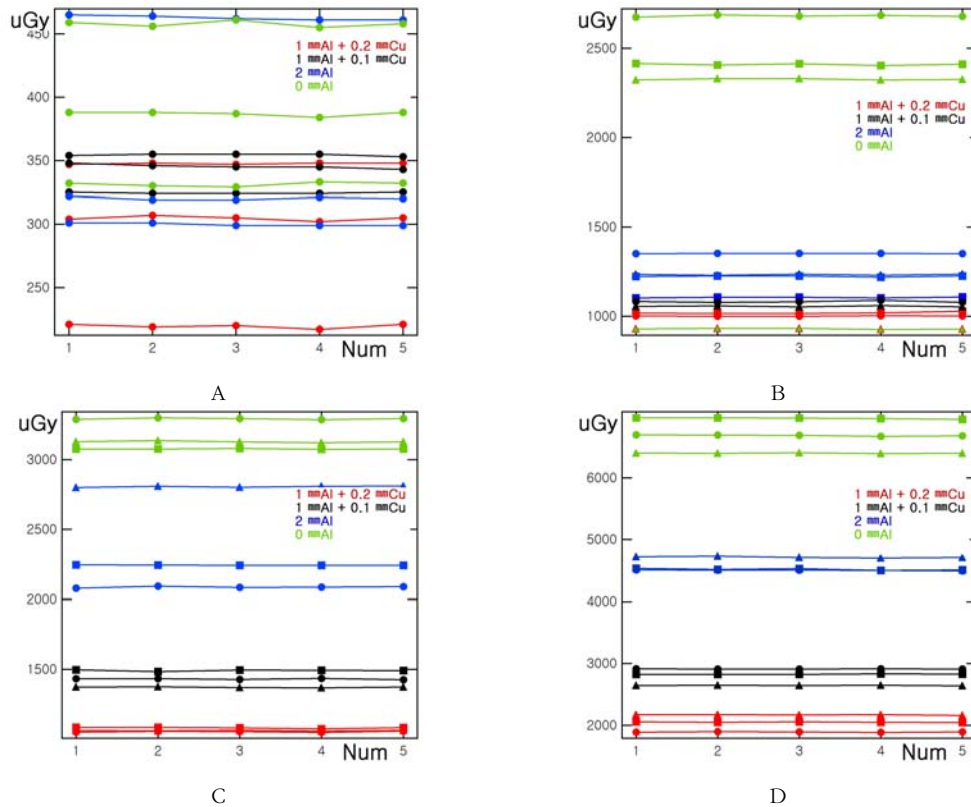


Fig. 3. ESDs at various conditions of added filters.(A: Chest, B: Abdomen, C: L-spine, D: L-spine lat)

Table 2. Histograms on PACS¹⁾ according to Different Thickness of Added Filters and Variable Exposure Parameters.

Exposure	Thickness of Added Filter	Minimum(pixels)	Maximum(pixels)	Mean(pixels)
74 kVp, 20 mAs	1 mmAl + 0.2 mmCu	836	7.065×10^5	2.563×10^4
	1 mmAl + 0.1 mmCu	921	7.008×10^5	2.563×10^4
	2 mmAl	949	7.254×10^5	2.563×10^4
	0 mmAl	620	7.611×10^5	2.563×10^4
70 kVp, 25 mAs	1 mmAl + 0.2 mmCu	0	7.281×10^5	2.563×10^4
	1 mmAl + 0.1 mmCu	13	7.273×10^5	2.563×10^4
	2 mmAl	4	7.741×10^5	2.563×10^4
	0 mmAl	94	8.027×10^5	2.563×10^4
77 kVp, 40 mAs	1 mmAl + 0.2 mmCu	0	2.682×10^5	2.563×10^4
	1 mmAl + 0.1 mmCu	0	2.549×10^5	2.563×10^4
	2 mmAl	0	2.545×10^5	2.563×10^4
	0 mmAl	0	2.585×10^5	2.563×10^4
117 kVp, 3.2 mAs	1 mmAl + 0.2 mmCu	3125	9.195×10^5	2.563×10^4
	1 mmAl + 0.1 mmCu	3283	9.209×10^5	2.563×10^4
	2 mmAl	7917	9.060×10^5	2.563×10^4
	0 mmAl	3193	9.190×10^5	2.563×10^4

¹⁾PACS: Picture Archiving and Communication System

3.3 MATLAB을 이용한 영상 분석

의료영상저장전송시스템에 DICOM 3.0파일로 저장된 영상(Fig 3-6)을 MATLAB을 이용하여 히스토그램으로 분석한 결과 부가필터에 의한 영상의 연관성은 크게 없었다 (Table 2). 그러나 노출 조건을 통하여 영상을 비교해 본 결과 최고값에서 큰 차이를 보였지만, 평균값에서는 차이

가 나지 않았다. 이는 기존의 필름대신에 휘진성 형광체인 영상판을 사용한 CR (Computed Radiography)은 디지털화 된 신호를 Image Reader에 내장되어 있는 자동감도 조절에 의해 균일하고 영상을 제공하기 때문이다. 또한 흉부영상 히스토그램은 가우시안 분포가 우측으로 편중되고 최빈수가 230인 반면(Fig 8), 복부 영상은 거의 완

전한 가우시안 분포를 보이고 최빈수가 130~160으로 나타났으며 전체적으로 명암 값이 고르게 분포하였다(Fig 9). 허리척추뼈 정면영상은 좌측으로 편중된 분포를 보이고 최빈수가 70으로 어두운 영상을 보였으며(Fig 10), 허

리척추뼈 측면영상에서는 최빈수가 50~100이고 좌측으로 편중되었을 뿐만 아니라 명암값 빈도수가 가장 적게 나타났다(Fig 11).

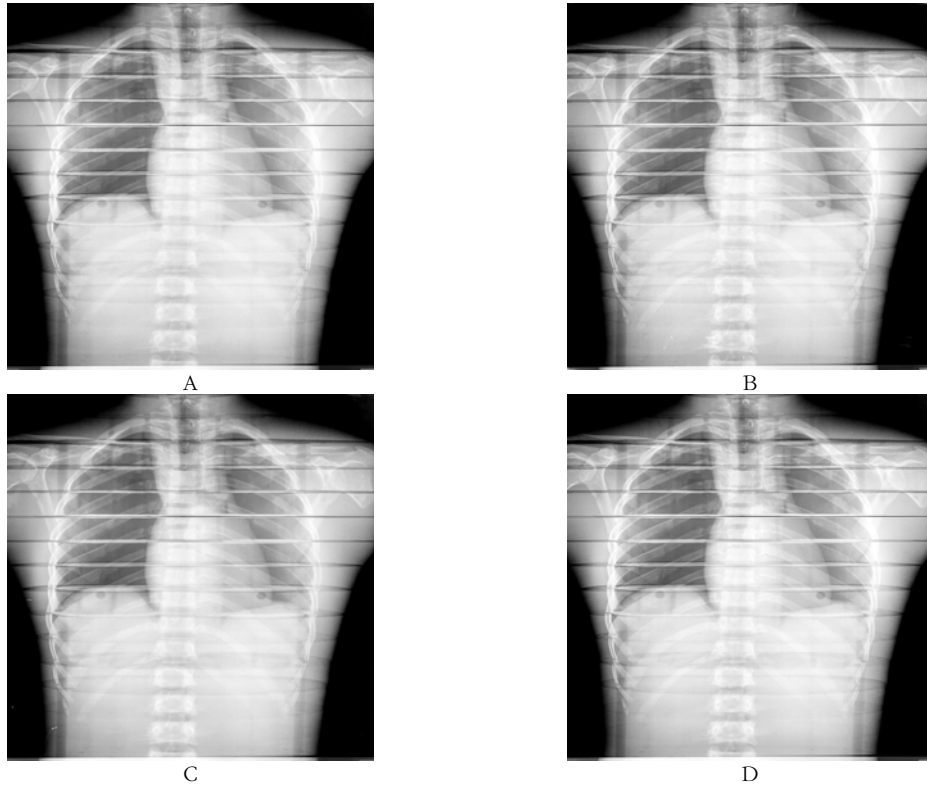


Fig. 4. The chest images of the Rando Man Phantom at different combinations of added filters (a: 1 mmAl + 0.2 mmCu, b: 1 mmAl + 0.1 mmCu, c: 2 mmAl, d: 0 mmAl)

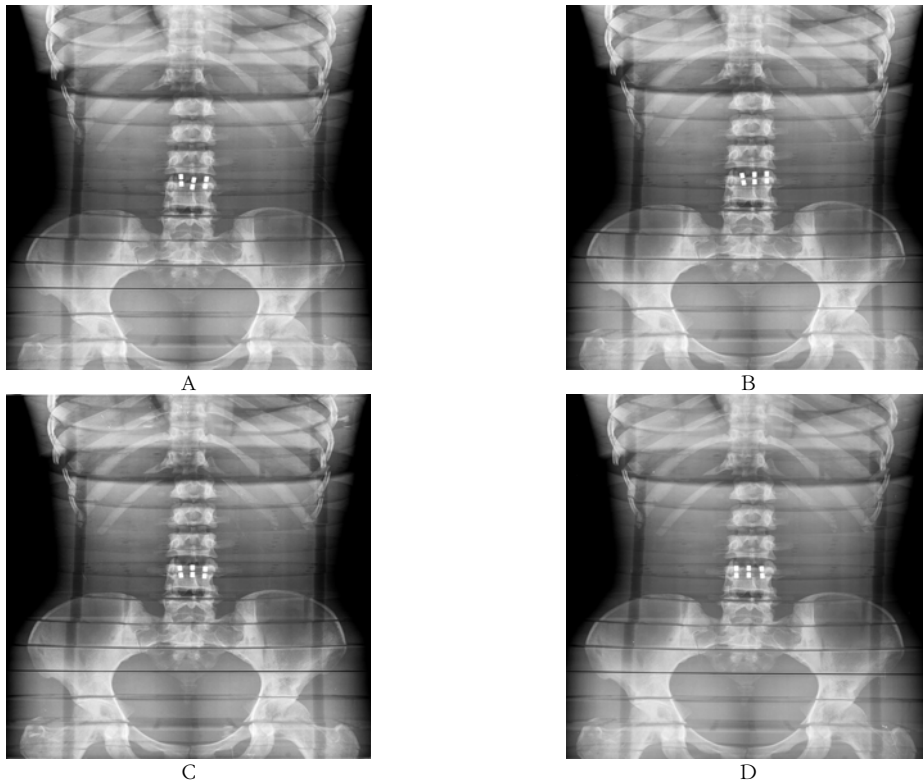


Fig. 5. The abdomen images of the Rando Man Phantom at different combinations of added filters (a: 1 mmAl + 0.2 mmCu, b: 1 mmAl + 0.1 mmCu, c: 2 mmAl, d: 0 mmAl)

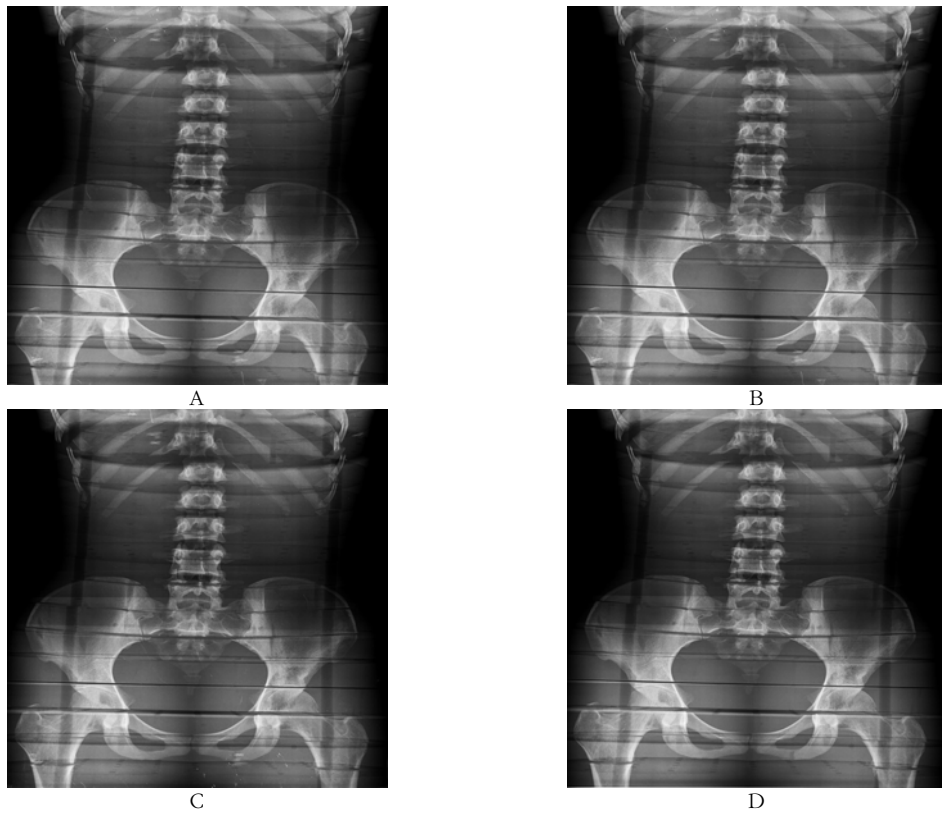


Fig. 6. The anteroposterior images of lumbar spines of the Rando Man Phantom at different combinations of added filters (a: 1 mmAl + 0.2 mmCu, b: 1 mmAl + 0.1 mmCu, c: 2 mmAl, d: 0 mmAl)

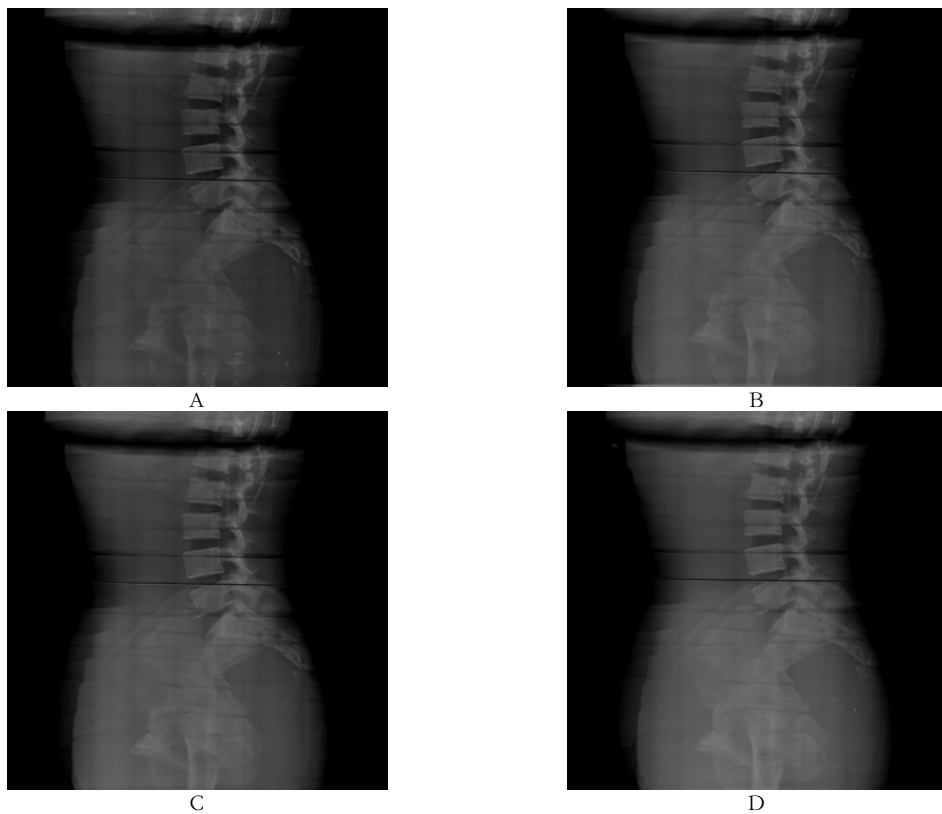


Fig. 7. The lateral images of lumbar spines of the Rando Man Phantom at different combinations of added filters (a: 1 mmAl + 0.2 mmCu, b: 1 mmAl + 0.1 mmCu, c: 2 mmAl, d: 0 mmAl)

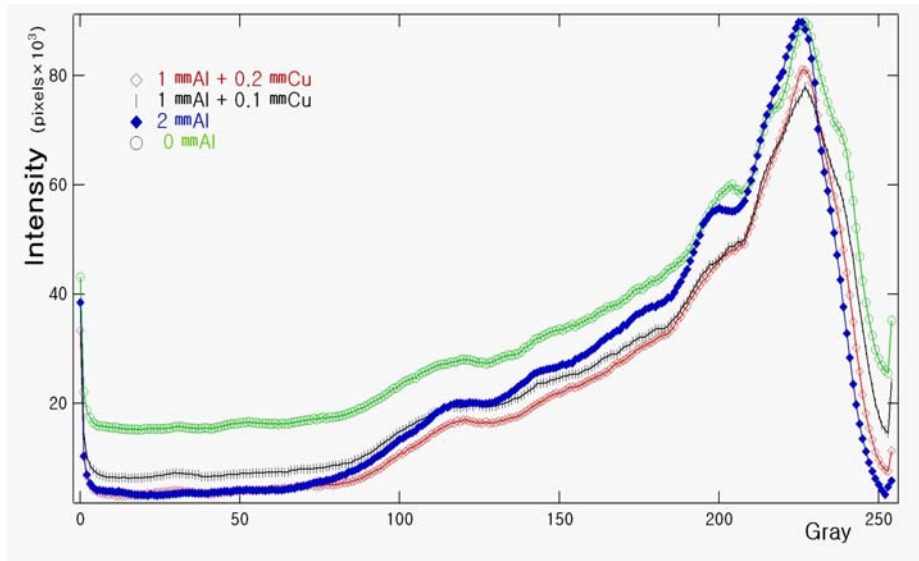


Fig. 8. The histograms of the chest images of the Rando Man Phantom on PACS (picture archiving and communication system) at different combinations of added filters.

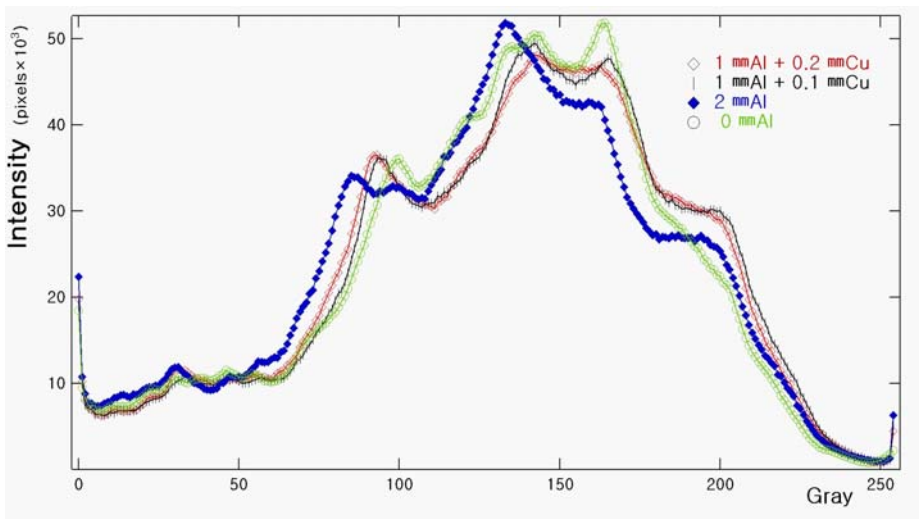


Fig. 9. The histograms of the abdomen images of the Rando Man Phantom on PACS (picture archiving and communication system) at different combinations of added filters.

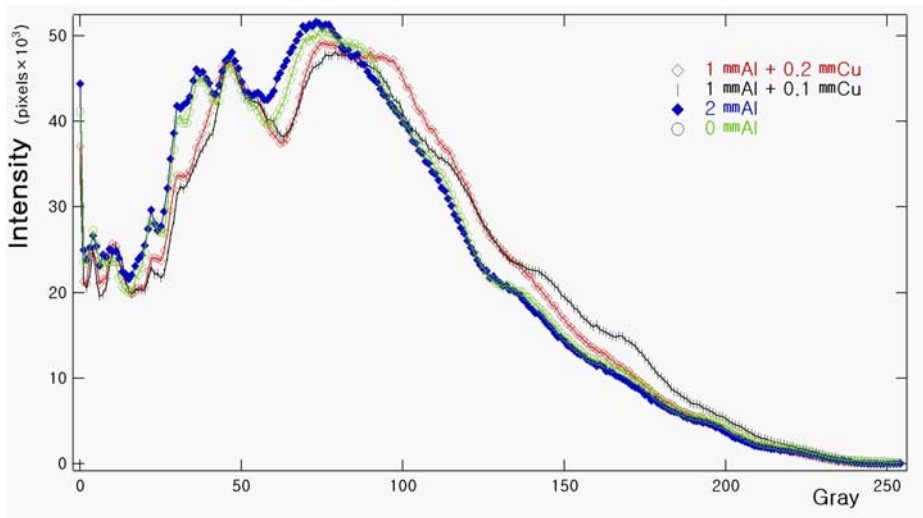


Fig. 10. The histograms of the lumbar spine images of the Rando Man Phantom on PACS (picture archiving and communication system) at different combinations of added filters.

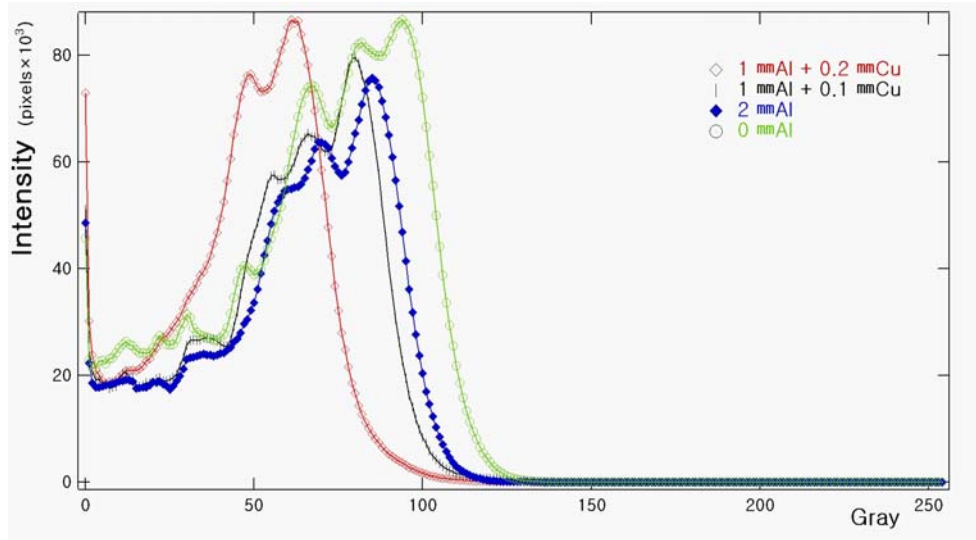


Fig 11. The histograms of the lateral view of lumbar spines of the Rando Man Phantom on PACS (picture archiving and communication system) at different combinations of added filters.

4. 고찰

최근 진단방사선 분야에서 가장 큰 이슈중의 하나는 피폭선량을 경감시키는 동시에 진단정보를 최대화하는 방안에 관한 것이다. 현재 영국방사선방호위원회에서는 5년 주기로 환자 검사정보 정보(환자의 연령, 체중, 성별, 관전압, 필터, 조사조건 등)와 일반방사선촬영, 중재적 기술을 포함한 투시방사선 촬영 등 피폭선량(입사표면선량, 면적선량, 투시촬영장치 사용시간) 분포도를 수집하여 피폭 선량 권고량을 다음과 같이 제안하고 있다. 일반 방사선 촬영의 경우, 참고 기준치 값이 입사표면선량은 흉부 후전(Chest PA) 0.13 mGy, 복부(Abdomen) 3.54 mGy, 허리척추뼈 전후 촬영(L-spine AP) 4.15 mGy, 허리척추뼈 측면 촬영(L-spine lat) 8.99mGy, 면적선량에서는 가슴 후전(Chest PA) 110 mGy · cm², 복부(Abdomen) 2160 mGy · cm², 허리척추뼈 전후 촬영(L-spine AP) 1330 mGy · cm², 허리척추뼈 측면 촬영(L-spine lat) 2140 mGy · cm²로 영상 촬영시 피폭선량 평균치를 제시함으로써 피폭선량 경감에 노력을 기울이고 있다[10]. 본 연구에서는 피폭선량이 흉부 촬영을 제외한 영국의 권고량에 비해 모두 낮았다. 그러나 촬영조건을 제한하여 연구하였기 때문에 기준치로 정하여 비교하기는 어렵지만 부가필터에 따른 선량 참고 치에 유용할 것이다. 진단용 X-선 촬영의 방사선 피폭을 줄이기 위한 방법으로 조사야 제한, 고관전압 촬영, 고유필터, 부가필터, 차폐 등 여러 방법으로 아날로그 및 디지털 X-선 촬영에서 있어 왔으며 방사선을 이용한 다른 검사에서도 계속 되어 왔다. DR이 도입되었을 때에는 여러 종류의 촬영 판에 따른 방사선 조사량의 변화를 연구하였으며 필름 촬영과 비교하여 방사선 조사량을 감소시켜 왔다[5]. Van Soldt 등은 디지털 X-선 촬영은 영상의 질은 아날로그 촬영보다 좋으나 방사선 피폭량은 매우 다양하여 기존의 아날로그

방식보다 더 많을 수도 있고 더 낮을 수도 있다고 하였다 [11]. 일반적으로 여과관을 사용하면 저에너지 영역을 많이 흡수하므로 상대적으로 X-선의 실효에너지는 상승하게 되고 피폭선량은 경감하게 된다. 진단용 1차 X-선 beam의 최대 여과는 X-선관 고유여과 위에 2~4 mmAl을 사용하고 있다. 관전압 50~70 kVp에서는 2 mmAl을 사용하며, 관전압 70 kVp이상일 때는 3 mmAl을 사용하고 있다. 관전압 100 kVp 이상일 때는 3 mmAl+0.25 mmCu를 사용하는 것이 적절하다고 보고된 바 있다[12]. 고관전압으로 촬영시 두꺼운 필터를 사용하면 평균에너지가 상승되어 영상의 대조도가 높아지는 장점이 있지만 영상의 노이즈 영향을 고려해야하므로 촬영 조건 또한 증가시켜야 한다. 이와 더불어 진단용 X-선 촬영의 촬영 횟수에 따른 튜브의 열량(Heat Unit)을 고려해야하므로 적절한 두께의 여과관을 필요로 하게 된다. 고에너지 방사선 여과가 높은 구리 필터를 사용하는 것보다 구리에서 발생한 특성 방사선을 흡수하기 위한 알루미늄을 함께 이용한 복합 여과관 사용으로 면적 선량과 입사면 선량이 더 낮았다. 특성 방사선 에너지가 8 keV 구리는 X-선관 쪽에 알루미늄은 구리 아래에 놓여 특성 방사선에 따른 피폭선량을 감소시킬 수 있다.

의료영상저장전송시스템에 저장된 디지털 영상의 모든 필터링은 푸리에 변환에 의해 주파수 영역에서 행해지고, 선형필터링의 기초가 되는 푸리에 변환은 영상 개선, 영상 복원, 영상 데이터 압축 및 여러 응용분야에서 사용되고 있다. 영상을 디지털화 한 경우, 입력 영상의 농도 값이 이용 가능한 범위 내로 적절하게 스케일 되지 않는 경우에는 전체의 농도 레벨을 사용하지 않으므로써 실질적인 레벨 수 저하가 나타나 영상의 대조도가 낮아질 수 있다. 농도 값 전체가 사용되나 농도 레벨 양 끝 단이 넘쳐나서 어두운 화소와 밝은 화소 값이 0 과 레벨의 최대치로 되면서 밝기의 차이가 없어져서 해당 부분의 상세함이

저하 될 수 있다. 또한 히스토그램 균일화 기법으로 인해 출력 영상의 각 농도가 동일한 화소수를 갖도록 필터링 할 수 있다[13]. 그러나 현실에서는 대부분 X-선 촬영 시 진단용 X-선 장비 및 의료 영상 저장 전송 시스템 정보를 간과한 채 촬영조건이 감소시킬수록 영상이 선명하지 않고 잡음이 증가하기 때문에 방사선사와 영상의학과 의사들은 X-선 촬영을 할 때 상대적으로 과도 노출하는 경향이 있다고 한다[1]. 이 이유는 X-선에 과다 노출되어 전반적으로 짙은 영상을 보이는 경우에는 모든 영상이 전산화되어 있기 때문에 농도를 조절하여 쉽게 적절한 영상으로 만들어 볼 수 있으나, 방사선 노출량이 적어 전반적으로 엷은 영상을 얻게 되면 농도를 조절하여도 적절한 영상을 만들기 어렵기 때문이다. 본 연구를 통해서도 필터에 따라 같은 조건을 촬영할 경우 방사선 피폭 선량 차이와 화소의 빈도수가 차이가 나타났지만 영상의 히스토그램의 가우시안 분포 곡선 차이는 거의 없다는 것을 확인할 수 있었다. 그러나 같은 검사라 하더라도 방사선촬영장비의 조건에 따라, 기기의 노후 정도에 따라, 외부 전력의 불안정성 그리고 촬영자에 의한 기술적 방법에 따라 환자에게 주는 피폭선량은 매우 다르게 나타난다. 국내외 연구 현황에서 자세한 데이터 수치는 없지만, 일례로 흉부방사선 촬영에서 적게는 0.01 mSv에서부터 많게는 4 mSv까지 환자가 받는 피폭선량이 매우 다양하게 현실에서 측정되어지고 있다. 이러한 요소들에 의한 문제로 환자의 피폭으로 인해 많은 문제들이 초래할 수 있기 때문에 진단용 엑스선 촬영 장치의 기본적인 기기의 특성 및 세부 사항을 잘 숙지할 필요가 있다. 그러나 이번 연구의 한계는 다음과 같다. 첫째, 부가필터의 조건을 4가지로 국한하여 좀 더 세분화하지 못한 점이 있다. 둘째, 방사선 피폭의 조건이 관전압과 관전류량을 기준 값에서 상, 하한 값 5 mAs 변화시켜 조사함으로써 더 자세하고 다양한 결과를 얻을 수 있을 것으로 사료된다. 셋째, 병원마다 다양한 종류의 촬영기기를 사용하고 실제 환자를 촬영할 때에 환자의 체격 등에 따른 변수가 작용하기 때문에 여기서 제시된 부가필터, 관전압과 관전류에 따른 방사선 피폭선량의 수치를 절대적인 결과로 여길 수는 없을 것이다. 그러나 본 결과를 토대로 진단용 X-선 발생장치에 대한 검사 조건에 맞는 촬영으로 피폭선량에 대해서 경감할 수 있을 것이다.

5. 결론

임상에서 사용하고 있는 진단용 X-선 장치 부가필터를 가지고 피부 입사선량과 화질에 대해 분석한 결과에서 부가 필터 두께 차이에 따라 면적선량과 입사표면선량에 큰 차이를 보였다. 또한 관전압보다 관전류에서 영향이 더 있었으며, 알루미늄을 이용한 단일 여과관보다 알루미늄과 구리를 함께 사용한 복합 여과관이 더 큰 영향을 주는 것을 알 수 있었다. 그러나 의료영상저장전송시스템으로 전송된 영상을 정량분석 한 결과 농도값에 따른 빈도수에서 값의 차이가 있었지만 히스토그램에 따른 분포 곡선

차이는 크게 없었다. 이러한 결과는 진단용 X-선 촬영시 임상적으로 사용한 부가필터 두께로 촬영 조건에 따른 선량 및 영상에 대한 영향을 알 수 있으며 피폭 선량을 감소시킬 수 있는 방안에 기여할 수 있을 것이다.

감사의 글

본 연구는 2010년도 식품의약품안전청의 재원으로 시행하는 한국방사선연구재단 연구비의 지원을 받아 수행함.(연구과제관리코드:20100138, 10172방사선451)

참고문헌

1. Peters SE, Brennan PC. Digital radiography, are the manufactures' settings too high? Optimization of the Kodak digital radiography system with aid of the computed radiography dose index. *Eur. Radio.* 12:2381-2387; 2002.
2. Huda W, Sagewicz AM, Ogedn KM, Dance DR. Experimental investigation of the dose and image quality characteristics of a digital mammography imaging system. *Med. Phys.* 30:442-448; 2003.
3. Gkanatsios NA, Huda W, Peters KR. Effect of radiographic techniques (kVp and mAs) on image quality and patient doses in digital subtraction angiography. *Med. Phys.* 29:1643-1650; 2002.
4. Bankier AA, Schaefer-Prokop C, De Maertelaer V, Tack D, Jaksch P, Klepetko W, Gecenosi PA. Air trapping: comparison of standard-dose and simulate low-dose thin-section CT techniques. *Radiology* 242:898-906; 2007.
5. Bacher K, Smeets P, Bonnarens K, De Hauwere A, Verstraete K, Thierens H. Dose reduction in patients undergoing chest imaging: digital amorphous silicon flat-panel detector radiography versus conventional film-screen radiography and phosphor-based computed radiography. *Am. J. Roentgenol.* 181:923-929; 2003.
6. Kroft LJ, Veldkamp WJ, Mertens BJ, van Delft JP, Geleijns J. Detection of simulated nodules on clinical radiographs: dose reduction at digital posteroanterior chest radiology. *Radiology* 241:392-398; 2006.
7. Huh J, Kim CK, Lee IJ, Shin WS, Park JC, Kang HS, Ahn BS. A study on the effect of rare earth screen Filter. *Journal of Korean Society of radiological technology* 11(1):17-23; 1988.
8. Technical Report, Explanation material of RPL, glass doseimeter: small element system. Asahi Technvc Glass corporation. 2000.
9. 보건복지가족부: 보건복지가족부령 3~349호. 진단용 X-선발생장치의 안전관리에 관한 규칙. 2006.
10. Hart D, Hillier MC, Wall BF HAP. Dose to patients form radiographic and fluoroscopic X-ray imaging procedures in the UK-2005 review.

- HPA-RPD-029. Chilton UK. 2007.
11. Van Soldt RTM, Zweers D, van den Berg L, Geleigns J, Jansen JTM, Zoetelief J. Survey of posteroanterior chest radiography in the Netherlands: patient dose and image quality. Br. J. Radiol. 76:398-405; 2003.
 12. Choi KM, Shin SI, Yoon JM, Kim SC, Lee SS, Huh J. The reduction of radiation dose using key-filter in chest radiography. Journal of Korean Society of radiological technology 19(2):67-70; 1996.
 13. Gonzales RC, Woods RE and Eddins SL. Digital image processing using MATLAB. Prentice-Hall. 2003.

A Comparative Study of Image Quality and Radiation Dose according to Variable Added Filter and Radiation Exposure in Diagnostic X-Ray Radiography

Nam-Gil Choi^{*}, Ho-Jin Seong[†], Joo-Seop Jeon[†], Youn-Hyun Kim^{†,‡}, and Dong-Ook Seong[§]

^{*}Department of Radiology, Dongshin University,

[†]Department of Radiology, Chonnam National University Hospital,

[‡]Department of Diagnostic Radiology, Chonnam University Medical School,

[§]Department of Diagnostic Radiology, Kyung Hee University Medical School

Abstract - To know which parameters were acceptable for achieving lowest radiation exposure to the patients and highest image quality at the diagnostic X-ray radiography, we measured the patient radiation dose and image quality in transmitted PACS (Picture Archiving and Communication System) at variable combinations of the added filters. As a result, the Dose Area Product (DAP: $mGy \cdot cm^2$) and Entrance Surface Doses (ESDs: mGy) was lowest at 1 mmAl + 0.2 mmCu and highest at 0 mmAl. The histogram of the image quality by transmitted PACS was not significantly different at variable combinations of exposure parameters on the MATLAB. In conclusion, this study can be helpful for expecting radiation dose-exposure and control exposure parameters for the diagnostic X-ray radiography.

Keywords : X-ray added filter, Dose area product, Entrance surface doses, Histogram